

JATE Kibernetikai Laboratórium
SZOTE Kísérletes Sebészeti Intézet
Országos Munka- és Üzemegészségügyi Intézet

A légzésmechanika vizsgálata a kényszerített oszcilláció
módszerével

Hantos Zoltán, Klebniczki József, Daróczy Bálint, Dombos
Kálmán, Rabloczky György és Galgóczy Gábor

A légzőrendszer mechanikai tulajdonságainak oszcillációs módszerrel történő vizsgálatát először DuBois és mtsai (1956) alkalmazták. Az, hogy e módszer az utóbbi években az érdeklődés homlokterébe került, elsősorban nem invazív jellegének, elmélete egyszerűségének és kis költségigényű realizálhatóságának (Goldman és mtsai, 1970; Hyatt és mtsai, 1970; Stanescu és mtsai, 1975) tulajdonítható. Bár az alkalmazások többségénél a kényszerrezgéses módszer a testpletiomográfiát és az oesophagus-ballon technikát helyettesíti, alapvető különbségek vannak e módszerek között.

Szemben az utóbb említett eljárásokkal, melyeknél a légzőrendszer spontán kitéréseiből származó nyomás- és áramlásjelek alapján történik a mechanikai paraméterek meghatározása, a kényszerített oszcillációs módszer alap-variánsaibanál a centrális légáramlás helyén (szájnál ill. tracheatubusban), avagy a mellkasfalra alkalmazott, kis amplitudó-

jú, néhány vagy néhányszor tíz Hz frekvenciájú nyomásjel és a létrejött azonos frekvenciájú áramlásjel hordozza az értékelés alapjául szolgáló információt. A kényszerrezgéses módszer e változatai így a teljes légzésmechanikai rendszer (légutak, szövetek és a mellkasfal) tulajdonságait vizsgálják, míg a testpletizmográfia csak a légutak, az oesophagus-ballon technika pedig a tüdőszöveteket is tartalmazó transzpulmonális rendszer állapotát tükrözi.

További eltérést jelent a fenti módszerekhez képest az, hogy az oszcillációs eljárásnál alkalmazott gerjesztés amplitudója a spontán kitérésekhez képest kicsiny, így a gerjesztés-válasz összefüggés vizsgálatára jogosan használhatjuk a lineáris rendszerek analízisének apparátusát. A spontán működési tartományában nemlineáris légzésmechanikai rendszer egyéb módszerekkel történő vizsgálatakor ugyanis épp a linearizálás szükségessége és jogosulatlansága közötti ellentmondás okoz problémát.

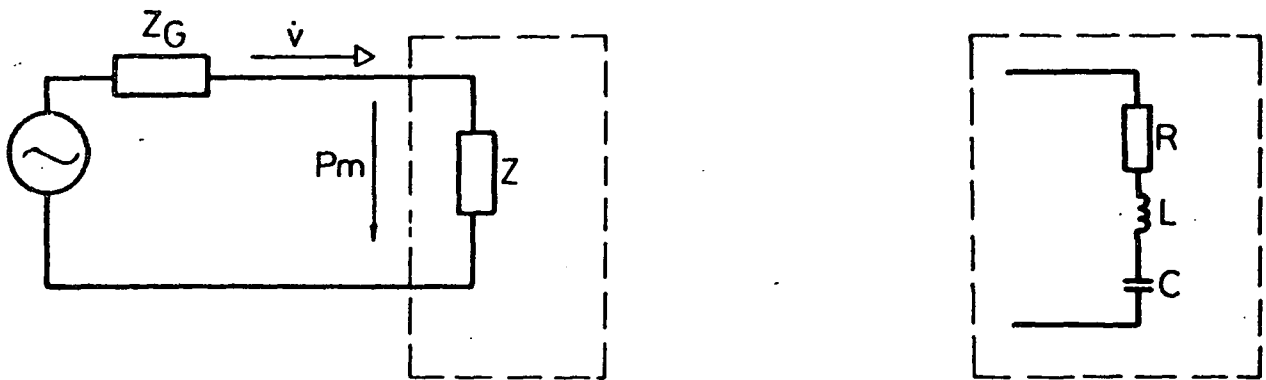
Jelentős előnye a kényszerített oszcilláció módszerének végül az a tény, hogy a gerjesztés frekvenciája viszonylag széles tartományban változtatható, s így a mechanikai impedancia frekvenciafüggésének felvétele által komponenseinek identifikálására nyílik lehetőség.

A lehetséges kényszerrezgéses mérési elrendezések közül a legegyszerűbb a szájnál történő gerjesztés és az ott létrejött áramlás mérése. Amennyiben a testfelszínen atmoszférás nyomás uralkodik, a légzésmechanikai rendszer bemene-

ti impedanciájának mérésekor a teljes rendszer kétpólus-reprezentánsát tekintjük. Ezt szemlélteti az 1. ábra, ahol a gerjesztést és a mechanikai impedanciákat közismertebb elektromos analogonjaikkal helyettesítettük. A mért Z impedancia a legegyszerűbb módon egy soros RLC körrel reprezentálható, melyben az R ellenállás a rendszer viszkózus veszteségeit, az L induktivitás a gáz és a szövetek inerciáját, a C kapacitás pedig rugalmas ellenállásukat képviseli. E mérési elrendezés tényleges kivitelezése látható a 2. ábrán.

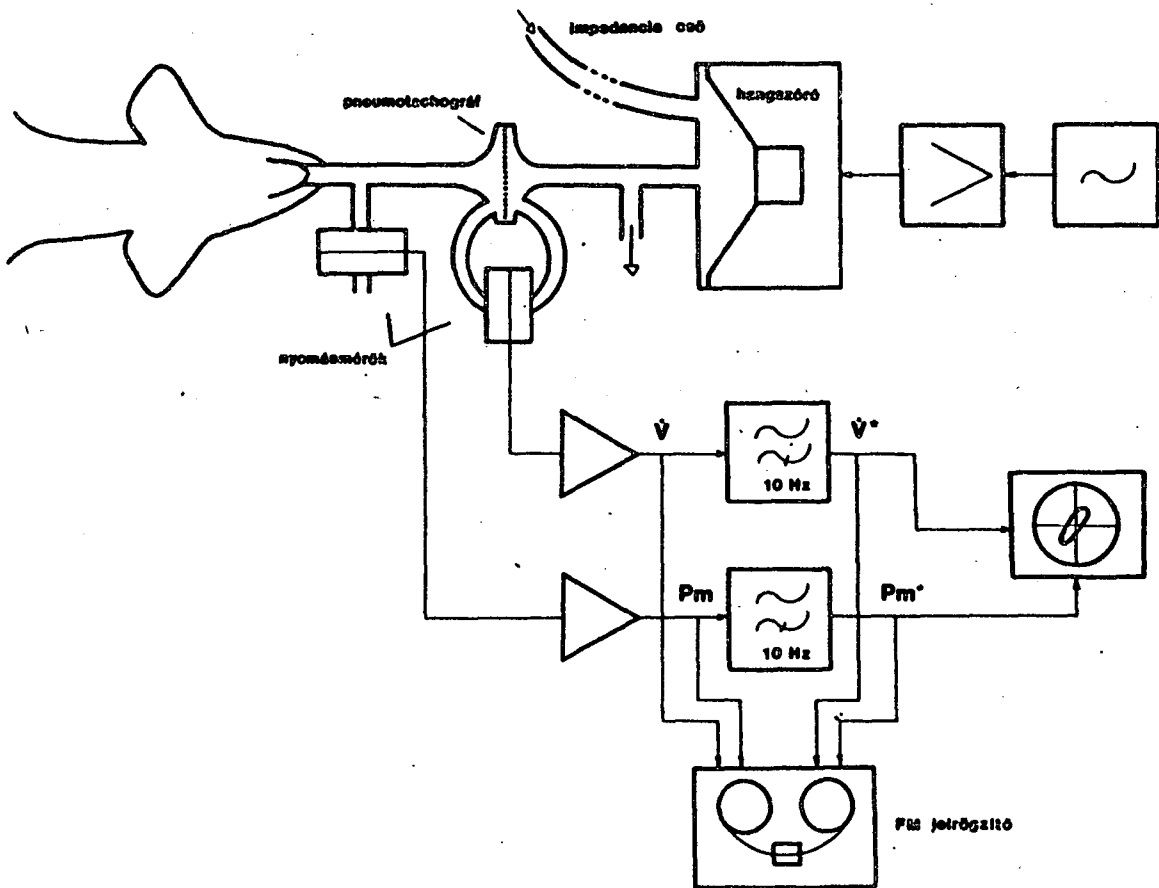
Altatott kutyákon végzett kényszerrezgéses méréseink során az 1...50 Hz frekvenciájú nyomásjelet Tekelec ill. Philips alacsonyfrekvenciás generátorral és teljesítményszerősítővel meghajtott, 29 cm átmérőjű Pioneer hangszóró állította elő. Az áramlás mérésére saját fejlesztésű fűtött screen pneumotachográfot és a Medicor NRK1 differenciál manométerét használtuk. A szájnyomást a trachea-tubus csatlakoztatása előtti leágazásban egy Jaeger PT típusú, saját elektronikával ellátott nyomásátalakítóval mértük. A nyomásmérők eltérő amplitúdó- és fázismenetét egy etalon aerodinamikai ellenálláson felvett frekvenciakarakterisztika alapján korrigáltuk.

A hátonfekvő, intubált kutyát és a nyomásgenerátort összekötő, 10 mm belső átmérőjű csövek hosszát a lehető legrövidebbre választva, továbbá az instrumentális holttér nagyobb térfogatú részét konstans, kb. 50 ml/s intenzitású,



1. ábra

A légzésmechanikai rendszer egyszerűsített elektromos analogonja a kényszerrezgéses mérési összeállításban



2. ábra

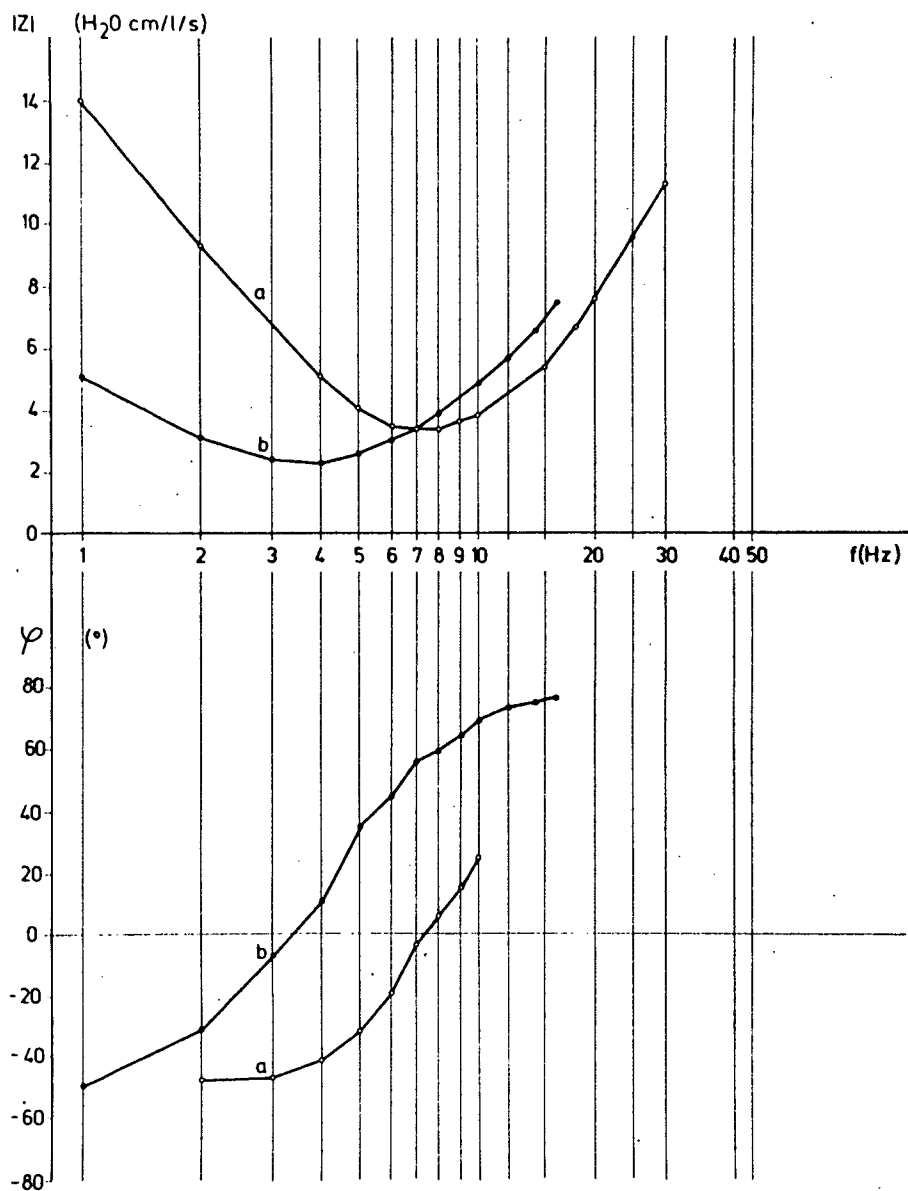
A kényszerrezgéses légzésmechanikai impedancia mérési összeállításának vázlatja

vízszugár-szivattyúval előállított áramlással szellőztetve minimalizáltuk a holtter CO₂ tartalmának növekedését. A nyíl-
lal jelölt szellőzési útba beiktatott impedancia-cső kis el-
lenállást jelentett a spontán légzés nagy energiatartalmú
alacsonyfrekvenciás komponensei számára, de elegendően nagy
ellenállásként viselkedett a gerjesztési frekvencián. A spon-
tán légzés és a szívszinkron komponensek harmonikusait az
áramlás és a nyomás elektromos jeleiből 10 Hz sarokfrekven-
ciájú, maximális laposságú negyedfokú szűrőkkel választot-
tuk le - amint azt egy tipikus regisztrátumon (4. ábra) lát-
hatjuk, nem tökéletes eredménnyel. A szűrt jelek a kísérlet
közbeni megjelenítés céljából egy Medicor VM 62/a monitor
oszilloszkópra kerültek. A későbbi kiértékelés miatt a szűrt
és a szüretlen jeleket egyaránt felvettük egy Medicor 4674
típusú FM jeltárolóra.

A mérések számítógépes kiértékelését a Kibernetikai La-
boratórium R40-R10 géprendszere segítségével végeztük. A
nagyfrekvenciás zaj szűrése és 320/s gyakoriságú mintavé-
telezés utáni mintasorozatok kezdetben egyszerűen csak
grafikusan jelenítettük meg, és az impedancia abszolút érté-
kének és fázisszögének meghatározását manuálisan hajtottuk
végre. A későbbiek során az impedancia R valós és X
képzetes részét a transzpulmonális légzésmechanikai rendszer
paraméter-meghatározására kifejlesztett programrendszer egy
variánsával számoltuk ki. Ezen eljárást egy korábbi kollok-
vium során már ismertettük (Rabloczky és mtsai, 1976), így

részleteire most nem térünk ki. Elegendő annyit megemlítenünk, hogy légzésmechanikai modellünk egy szűkitett, lineáris változatát alkalmazva a mért szájnnyomás jelére a rezisztenciától és a reaktanciától függő nyomáskomponensek összegét illesztettük a legkisebb négyzetek módszerével. Folyamatok mérése esetén a regisztrátumot tipikusan 2,5 s hosszúságú szakaszokra bontottuk, s az illesztést e szakaszokra végeztük el. Az illesztés jószágát indikáló hiba-érték alapján a spontán légzés és a szivszinkron jelek felharmonikusaival erősen zavart szakaszok felismerhetők és szükség esetén kizárhatók voltak.

A légzésmechanikai rendszer impedanciája frekvenciafüggésének menetét a 3. ábrán illusztráljuk. Az "a" jelű görbék saját kísérletünkből, a "b" jelűek pedig Tsai és munkatársainak 1977-ben közölt méréséből származnak. A spontán légzés mindkét esetben hiányzott; méréseinket az állat túlادagolt altatóval való megölése utáni 4 percen belül végeztük. A bemutatott görbék azonos jellegűek: az impedancia abszolút értéke minimumot mutat a 3...10 Hz frekvenciatartományban, a fázis értéke pedig jelzi, hogy a minimum alatti - kisfrekvenciás - tartományban a rendszer kapacitív, a magasabb frekvenciákon pedig induktív jellegű. Ha jogos az a feltételezésünk, hogy a valós (rezisztív) impedancia-komponens frekvenciafüggetlen, akkor a minimumpontnak a frekvencia változtatásával való megkeresése a teljes légzésmechanikai rend-



3. ábra

A kényszerrezgéses bemeneti impedancia abszolút értékének ($|Z|$) és fázisszögének (φ) frekvenciafüggése kutyaiban. a: altatóval megölt állaton nyert eredményünk, b: Tsai és mtsai (1977) eredménye a mesterséges lélegeztetés szünetében végzett mérésekből

szer eredő rezisztenciájának meghatározását teszi lehetővé (DuBois és mtsai, 1956). Itt jegyezzük meg, hogy míg egészséges embereknél szintén 5...10 Hz közötti minimumpontokat mérhetünk, obstruktív emphysemás betegeken végzett mérések során kevésbé kifejezett és magasabb, a 15...30 Hz tartományba eső rezonanciák figyelhetők meg. Ez a jelenség a kényszerrezgéses módszer humán diagnosztikai felhasználhatóságára utal.

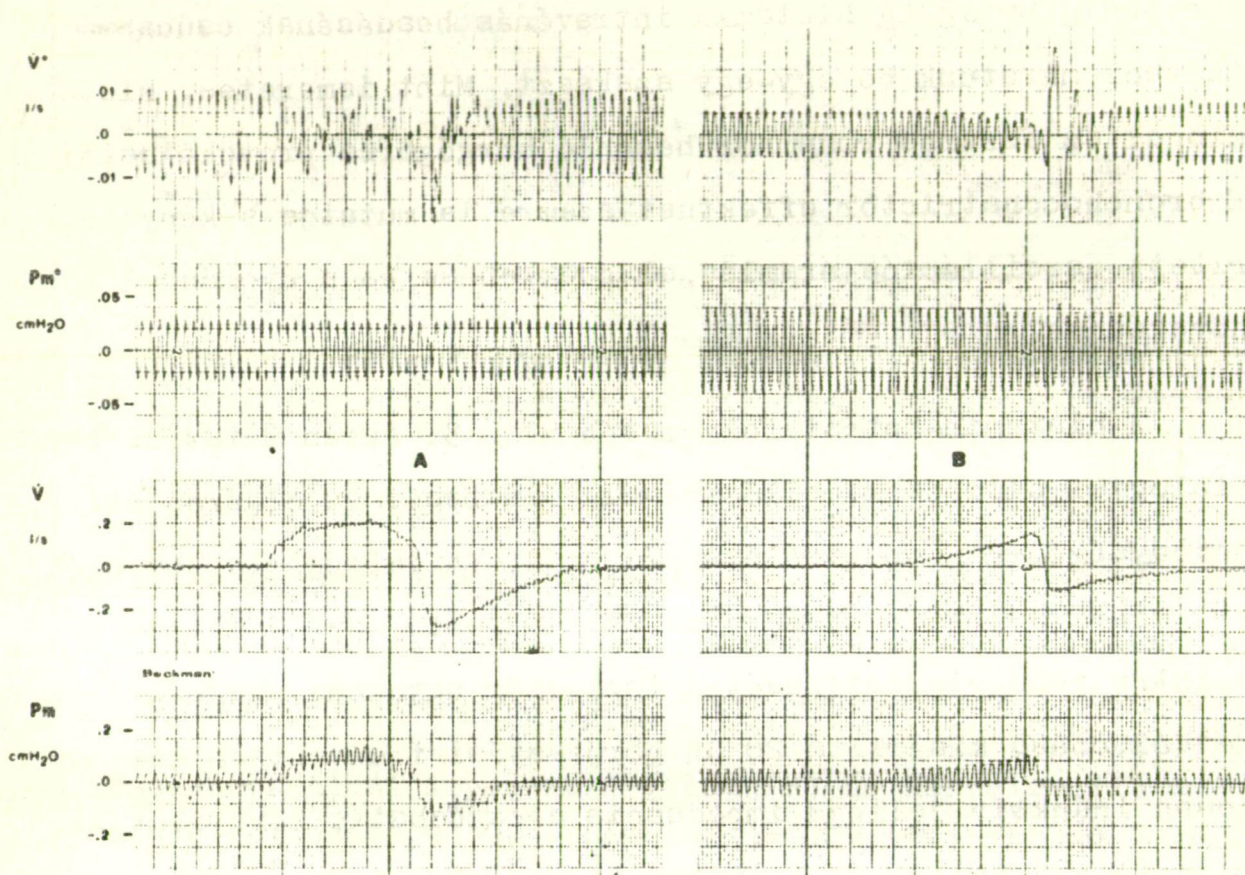
Az impedancia frekvenciamenetének felvétele a spontán légzés megtartása esetén nehézségekbe ütközik: a gerjesztési frekvenciájú jelek sávszűrővel való kiemelése félrevezető eredményeket okoz, ha a légzési alapjel jelentős értékű felharmonikust tartalmaz azon a frekvencián (Lándsér és mtsai, 1976). Humán mérések során a légzés akaratlagos visszatarítása a glottis bizonytalan nyitottsága miatt, állatkísérletekben kiváltott légzés-bénítás pedig a megváltozott kísérleti körülmények miatt jelent nehézséget. A 4. ábrán 20 Hz-es gerjesztés hatását láthatjuk altatott kutyán végzett kísérletünkben. Megfigyelhető, hogy csak az apnoés fázisokban jön létre viszonylag stabil amplitudójú, manuális értékelésre is alkalmas áramlás- és nyomásjel. A 10 Hz-es szűrés a spontán légzés fázisában nem képes a légzési jel interferenciáját elnyomni; a gerjesztési frekvenciájú komponensnek sávszűrővel való kiemelése pedig - mint említettük - könnyen megtévesztő eredményekre vezethet. Az áb-

ra bal oldalán a kísérlet kontroll fázisából, a jobb oldalon pedig $80 \mu\text{g/kg}$ histamin intravénás beadásának csúcshatásából mutatunk be egy-egy szakaszt. Mint ismeretes, histaminnal az asztmás rohamhoz hasonló hörgőgörcs provokálható. E bronchoconstrictor effektust szemre is mutatja a kényszerített oszcillációs áramlásjel csökkenése és a nyomásjel megnövekedése.

A histamin-hatást folyamatában az 5. ábrán mutatjuk be, biológiai elemzések mellőzésével, mindössze az eljárás érzékenységeinek demonstrálása céljából. Az impedancia abszolút értékének szinte nagyságrendi növekedését, majd a kiindulási szintre való visszatérését a fázisszög ugyancsak markáns megváltozása kíséri: a 20 Hz gerjesztési frekvencián már jogosan induktív jellegű impedancia a csúcshatás környezetében kapacitív válik. Ez - minden bizonnyal - a frekvenciament minimumpontjának tranziens, a gerjesztési frekvencia fölé tolódásának jele. Másfajta, bár több információt nem tartalmazó ábrázolását nyújtjuk e kísérlet eredményének a 6. ábrán, ahol az impedancia-sikon (a valós és képzetes részsíkján), az időbeli lefolyást nyilakkal jelölve mutatjuk be a fenti folyamatot.

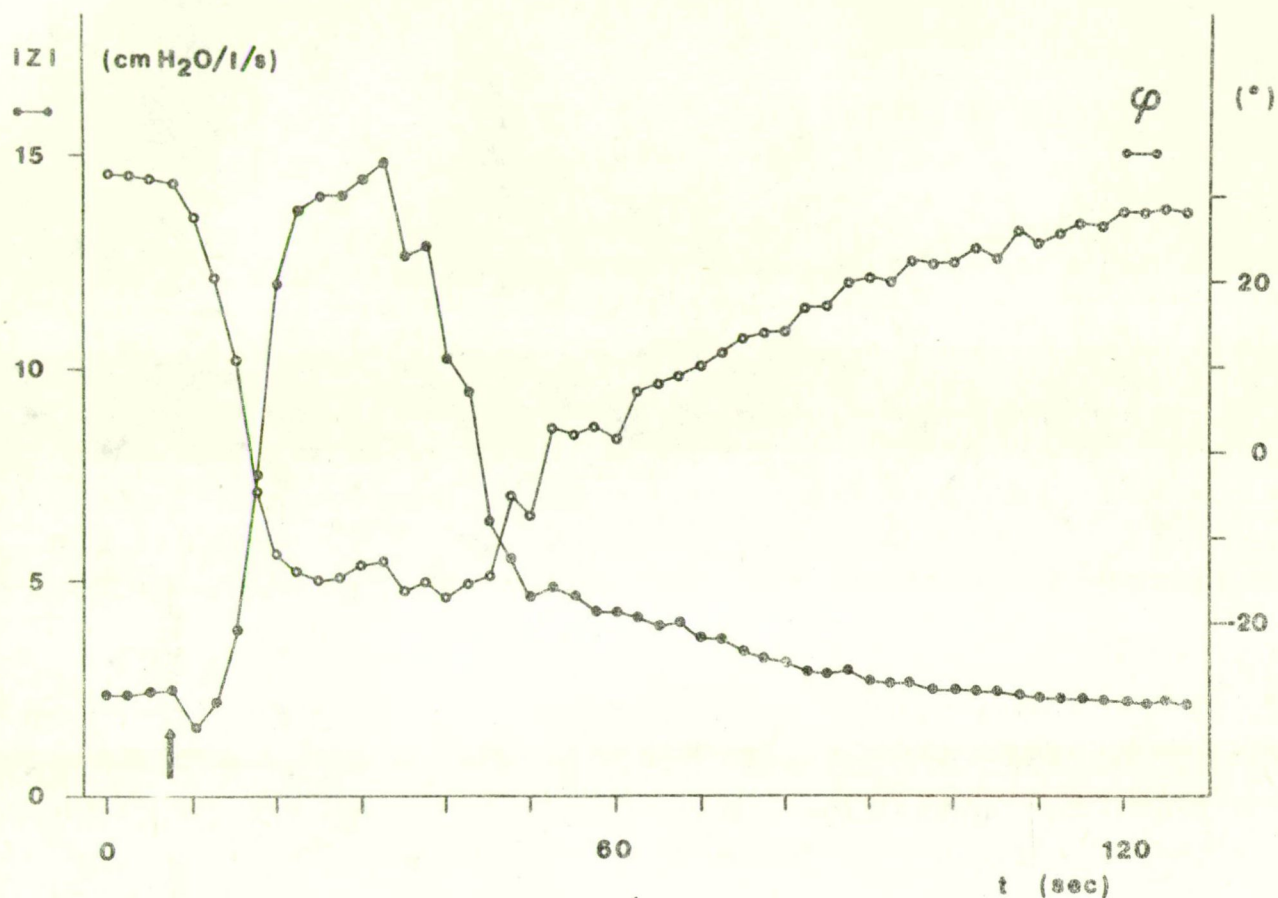
Előkísérlet-jellegű munkánk eredményeinek bemutatása után térjünk át a kényszerített oszcillációs módszer néhány perspektivikus megoldásának tárgyalására. Először: a légzés-





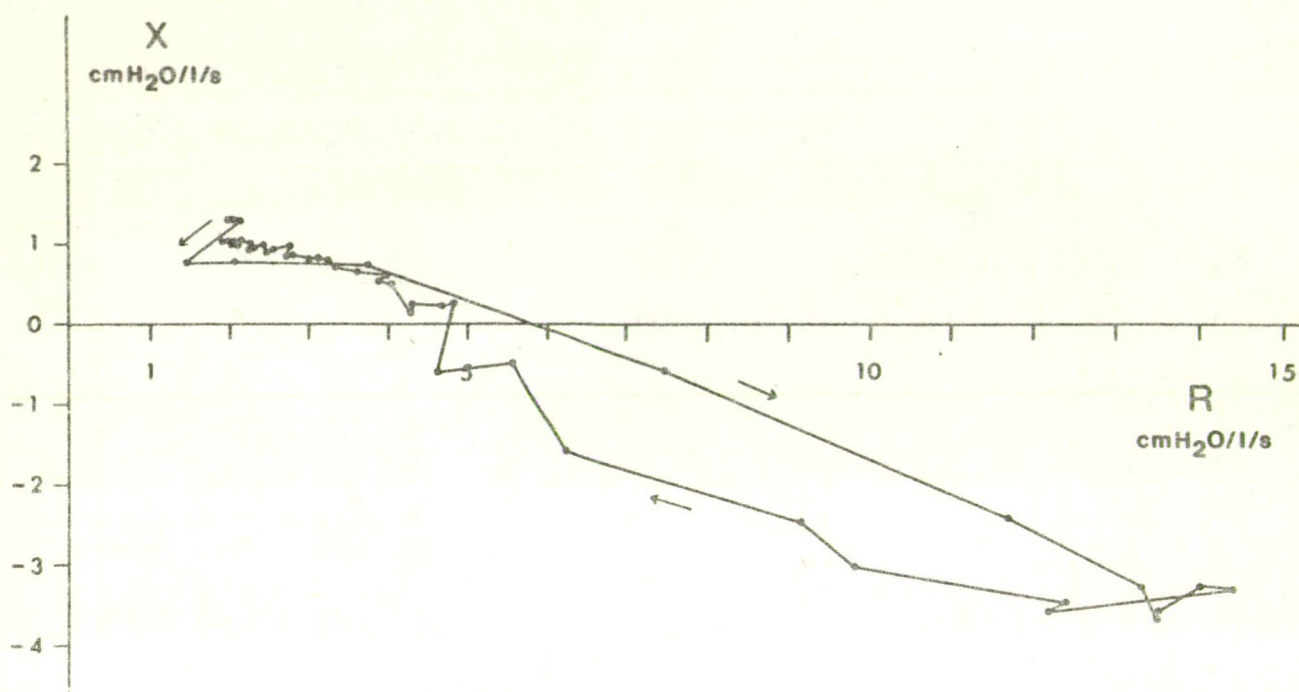
4. ábra

Szűrt és szűretlen áramlás- és nyomásjelek 20 Hz-es gerjesztésnél, altatott kutyában. A: kontroll szakasz, B: iv. beadott 80 μ g/kg histamin csúcs hatásakor



5. ábra

Intravénásan beadott 80 $\mu\text{g/kg}$ histamin hatása a légzés-
mechanikai rendszer bemeneti impedanciájának abszolút
értékére ($|Z|$) és fázisszögére (φ) 20 Hz frekvenciájú
gerjesztésnél



6. ábra

A légzésmechanikai impedancia valós (R) és képzetes (X) részének változása az 5. ábrán látható histamin-hatás során

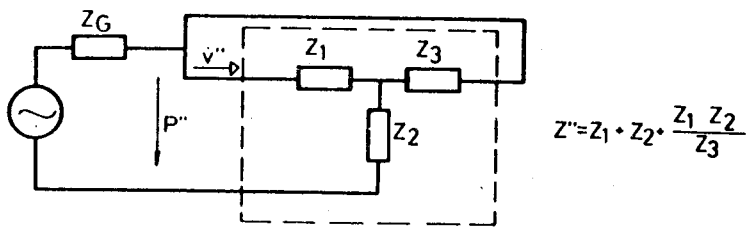
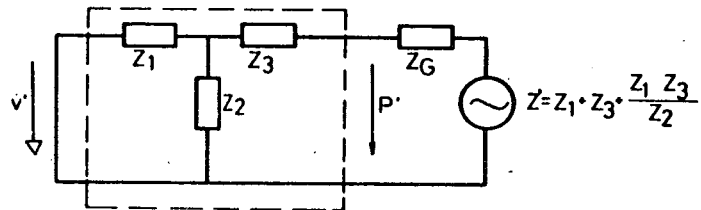
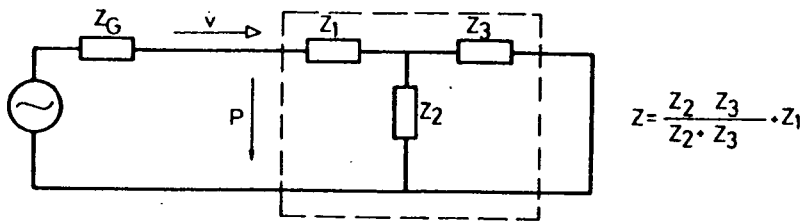
mechanikai rendszer impedanciája frekvenciafüggésének felvétele - mely alkalmasint igen összetett, több komponensű modell paramétereinek meghatározásához vezethet - a vázolt nehézségek mellett még a mérési időszak meghosszabbodását is jelenti. E hátrány kiküszöbölését célozza a Michaelson és mtsai (1975) által kidolgozott módszer, mely a 3...50 Hz frekvenciasávban egyenletes amplitudósűrűségű véletlen zajt használ gerjesztőjelként. Lándsér és mtsai (1976) a 2...30 Hz tartományban egyenletes spektrumú, ismétlődő impulzusok alkalmazásáról számolnak be. Mindkét módszernél Hewlett-Packard

Fourier analízátort alkalmaztak a gerjesztés és a válasz spektrumából az impedancia - jóllehet szerény komponensszámú - identifikálására. Hangsúlyozni kell azonban azt, hogy e módszereknel is megoldatlan maradt a spontán légzés hatásainak kérdése.

Másodszor: Alkalmas gerjesztési frekvencia megválasztásával a spontán légzés közbeni ciklikus impedancia-változások is detektálhatók (Peslin és mtsai, 1971). Tehát éppen a lineáris szemléletet igénylő kényszerrezgéses módszer válhat a megfelelő eljárássá a légzésmechanikai rendszer nem-linearitásainak feltérképezéséhez.

Harmadszor: Különböző topológiájú gerjesztés-válasz elrendezések alkalmazásával még egy-frekvenciás gerjesztés esetén is lehetséges az, hogy összetettebb mechanikai modell paramétereit határozzuk meg. A Peslin és mtsai (1975) által felvetett elméleti lehetőséget a 7. ábra segítségével szemléltetjük. Itt a légutak impedanciáját (mely egy sorosan kapcsolt induktivitással és ellenállással közelíthető) Z_1 -gyel, az alveoláris impedanciát (mely egy kapacitással jellemezhető) Z_2 -vel jelöltük. A Z_3 impedancia a tüdőszövetek és a mellkasfal együttes mechanikai tulajdonságait képviselő RLC körből áll. Ez utóbbi szétválasztása is lehetséges egy igen kifinomult pleurális nyomásmérési technikával.

.



7. ábra

A légzésmechanikai rendszer elektromos T-modellje három gerjesztési-mérési elrendezésben

A felső elrendezés a szájnál történő nyomás- és áramlásmérési megoldást mutatja. Ugyancsak használatos mérés sémája látható a középső ábrán: itt a testfelszínre applikált nyomásváltozások hatását a szájnál detektáljuk. Ez utóbbi jelentőségét humán vizsgálatok során értékelhetjük, mivel a száj bizonytalan kapacitív impedanciája csak az áramlásmérőt söntöli és nem a légzésmechanikai rendszerét, mint a fenti esetben. Az alsó elrendezés ugyancsak mérőkabint (pletizmográfot) igényel; a nyomásváltozások a testfelszínre és a légutak kezdetére egyaránt hatnak. E három mérés elvégzéséből a Z_1 , Z_2 és Z_3 impedanciák meghatározhatók.

Összefoglalásképpen megállapíthatjuk, hogy a légzésmechanikai rendszer kényszerrezgéses vizsgálata viszonylag könnyen instrumentálható, a hagyományosabb mérési eljárásokat sok tekintetben helyettesíteni képes egyszerű változatokat jelenthet. Összetettebb megoldásai, melyek viszont fokozott követelményeket támasztanak a mérőrendszerrel és az értékelési eljárásokkal szemben, a légzőrendszer mechanikai tulajdonságainak egyedülállóan hatékony vizsgálati módszereivé válhatnak.

I r o d a l o m

- DuBois, A. B., Brody, A. W., Lewis, D. H., Burgess, B. F.: Oscillation mechanics of lungs and chest in man. J. Appl. Physiol., 8: 587-594 (1956)
- Goldman, M., Knudson, R. J., Mead, J., Peterson, N., Schwaber, J. R., Wohl, M. E.: A simplified measurement of respiratory resistance by forced oscillation. J. Appl. Physiol., 28: 113-116 (1970)
- Hyatt, R. E., Zimmerman, I. R., Peters, G. M., Sullivan, W. J.: Direct writeout of total respiratory resistance. J. Appl. Physiol., 28: 675-678 (1970)
- Lándaér, F. J., Nagels, J., Demedts, M., Billiet, L., van de Woestijne, K. P.: A new method to determine frequency characteristics of the respiratory system. J. Appl. Physiol., 41: 101-106 (1976)
- Michaelson, E. D., Grassman, E. D., Peters, W. R.: Pulmonary mechanics by spectral analysis of forced random noise. J. Clin. Invest., 56: 1210-1230 (1975)
- Peslin, R., Hixon, T., Mead, J.: Variations des resistances thoraco-pulmonaires au cours du cycle ventilatoire. Etudiees par methode d'oscillation. Bull. Physio-path. resp., 7: 173-186 (1971)

Peslin, R., Papon, J., Duvivier, C., Richalet, J.:
Frequency response of the chest: modeling and
parameter estimation. J. Appl. Physiol., 39:
523-534 (1975)

Rabloczky Gy., Hantos Z., Galgóczy G., Daróczy B.,
Dombos K.: Transzpulmonális légzésmechanika mo-
dell-vizsgálata. Számítástechnikai és kiberneti-
kai módszerek alkalmazása az orvostudományban és
a biológiában. Kollokvium, Szeged, 1975. 9-17
(1976)

Stanescu, D. C., Fesler, R., Veriter, C., Frans, A.,
Brasseur, L.: A modified measurement of respira-
tory resistance by forced oscillation during nor-
mal breathing. J. Appl. Physiol., 39: 305-311
(1975)

Tsai, M. J., Pimmel, R. L., Stiff, E. J., Bromberg,
P. A., Hamlin, R. L.: Respiratory parameter
estimation using forced oscillatory impedance
data. J. Appl. Physiol., 43: 322-330 (1977)